

日 本 国 特 許 庁

JAPAN PATENT OFFICE

22.04.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 4月30日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-129152

[ST.10/C]:

[JP2002-129152]

出 願 人

Applicant(s):

株式会社日立メディコ

REC'D 13 JUN 2003

WIPO

PCT

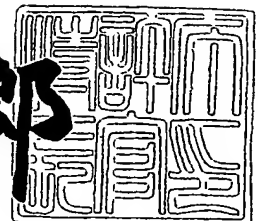
PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY

2003年 5月27日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3039445

【書類名】 特許願
【整理番号】 PE28606
【提出日】 平成14年 4月30日
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内

【氏名】 瀧澤 将宏

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内

【氏名】 高橋 哲彦

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100098017

【弁理士】

【氏名又は名称】 吉岡 宏嗣

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 055181

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する複数の RF 受信コイルと、
少なくとも計測空間の中央領域の計測データを取得する第 1 のシーケンスを実行して、それぞれスライス位置の異なる複数枚の感度画像データを取得するとともに、前記計測空間の位相エンコードステップを間引いた第 2 のシーケンスを実行して、それぞれスライス位置の異なる複数枚の折り返し画像データを取得する制御手段と、

前記感度画像データに基づいて該感度画像データのスライス位置における前記 RF 受信コイルの感度分布データを生成し、前記折り返し画像データのスライス位置に対応する前記感度分布データに基づいて、前記折り返し画像データの折り返しを除去する信号処理手段とを備え、

前記制御手段は、複数 (m) 枚の前記折り返し画像データより少ない複数 (n) 枚の前記感度画像データを取得し、

前記信号処理手段は、前記折り返し画像のスライス位置に対応する前記感度分布データがない場合、該折り返し画像のスライス位置に対応する感度分布データを補間により生成して前記折り返しを除去することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体中の水素や炭素等から発生する磁気共鳴信号を測定し映像化する磁気共鳴イメージング装置に係り、特に、複数の RF 受信コイルを有する心臓等の高速撮影に好適な磁気共鳴イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置と称する。）では、位相エンコ

ード量を変えながらパルスシーケンス（以下、シーケンスと称する。）を繰り返し実行し、1枚の画像再構成に必要なエコー信号を取得する。そのため、撮影時間はシーケンスの繰り返し回数が大きく影響する。高速撮影を行う場合、一般的には、1回のシーケンスの実行により複数のエコー信号を発生させるマルチエコータイプのシーケンスや、シーケンスの繰り返しの時間間隔を数～数十msにまで短縮したシーケンスが用いられている。しかし、このようなシーケンスは、画像のコントラストが低下したり、画像の形態が歪む原因となることがある。これは、マルチエコータイプのシーケンスでは、画像のコントラストに寄与するエコー時間が各エコー信号で異なるからである。あるいは、エコー時間が異なるため、各エコー信号間での位相変化が異なると、画像歪みとなって画像に現れるからである。

【0003】

一方、冠状動脈撮影などの心臓領域を撮影する場合、より高速に画像を撮影する必要があることから、パラレルイメージング法と呼ばれる高速撮影法が提案されている。パラレルイメージング法は、複数のRF受信コイルを用いて、位相エンコードステップを等間隔に間引いたシーケンスを実行し、シーケンスの繰り返し回数を低減して撮影時間を短縮する方法である。通常、位相エンコードステップを等間隔に間引いたシーケンスを行なって取得した計測信号は、再構成すると画像に折り返しが発生する。そこで、予め算出した各RF受信コイルの感度分布をもとに行列演算を行って、その画像の折り返しを除去する。一般的に、パラレルイメージング法では、行列演算に用いるRF受信コイルの数の分だけ撮影時間を短縮できる。つまり、原理的には行列演算に用いるRF受信コイルの数の分だけ、位相エンコードマトリクス数を間引くことができる。その結果、例えば、RF受信コイルがN個であれば、撮影時間を $1/N$ 倍に短縮することができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、パラレルイメージング法では、画像の折り返しを除去するために各RF受信コイルの感度分布が必要となる。このRF受信コイルの感度分布を得るためには、位相エンコードステップを等間隔に間引いたシーケンスとは別の感度分

布取得用のシーケンスを実行しなければならず、この感度分布取得用のシーケンスを実行する分、総撮影時間が長くなってしまうという問題がある。

【0005】

本発明の課題は、MRI装置の撮影時間を短縮することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明のMRI装置は、上記課題を解決するため、被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する複数のRF受信コイルと、少なくとも計測空間の中央領域の計測データを取得する第1のシーケンスを実行して、それぞれスライス位置の異なる複数枚の感度画像データを取得するとともに、前記計測空間の位相エンコードステップを間引いた第2のシーケンスを実行して、それぞれスライス位置の異なる複数枚の折り返し画像データを取得する制御手段と、前記感度画像データに基づいて該感度画像データのスライス位置における前記RF受信コイルの感度分布データを生成し、前記折り返し画像データのスライス位置に対応する前記感度分布データに基づいて、前記折り返し画像データの折り返しを除去する信号処理手段とを備えた構成とする。

【0007】

このとき、制御手段は、複数(m)枚の前記折り返し画像データより少ない複数(n)枚の前記感度画像データを取得し、信号処理手段は、前記折り返し画像のスライス位置に対応する前記感度分布データがない場合、該折り返し画像のスライス位置に対応する感度分布データを補間により生成して前記折り返しを除去する構成とする。

【0008】

画像の折り返し部の計測データには、折り返えされた異なる領域のデータ成分が重なって計測される。そこで、複数のRF受信コイルの計測データと、各RF受信コイルの感度分布データと、撮影断面の複数点のデータ成分との相関に従って連立方程式を立て、その連立方程式を行列演算により解いて、折り返えし部分の重なった領域のデータ成分を分離して求めることにより、画像の折り返し部を展開するようにしている。

【 0 0 0 9 】

このように、計測空間、つまり k 空間の位相エンコードステップを間引いた第 2 のシーケンスを実行して取得した折り返し画像の折り返しを除去するためには、それぞれの折り返し画像のスライス位置に対応する感度分布データが必要であるが、この感度分布データは、 k 空間の中央領域の計測データを取得する第 1 のシーケンスを実行して取得した感度画像データから算出する。つまり、複数 (m) 枚の折り返し画像データの折り返しを除去するためには、複数 (m) 枚の折り返し画像データのそれぞれのスライス位置に対応する同数の感度画像データが必要となる。

【 0 0 1 0 】

これに対し、本発明の MRI 装置は、第 1 のシーケンスで取得する感度画像データを n 枚とし、第 2 のシーケンスで取得する折り返し画像データの m 枚より少なくし、 m 枚の折り返し画像うち、スライス位置の対応する感度分布データがない折り返し画像データの感度分布データを補間により生成する。このため、第 1 のシーケンスの繰り返し回数を m 回から n 回に低減できるので、第 1 のシーケンスの実行時間が短くなり、第 1 のシーケンスと第 2 のシーケンスで構成される MRI 装置の撮影時間を短縮することができる。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の MRI 装置は、第 1 のシーケンスを実行してそれぞれスライス位置の異なる複数枚の感度画像データを各 RF 受信コイル毎に取得するとともに、第 2 のシーケンスを実行して複数枚の折り返し画像データを各 RF 受信コイル毎に取得する制御手段と、感度画像データに基づいて該感度画像データのスライス位置の感度分布データを各 RF 受信コイル毎に生成し、前記折り返し画像データのスライス位置に対応する前記感度分布データに基づいて、前記折り返し画像データの折り返しを除去する信号処理手段とを備えた構成とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の MRI 装置は、少なくとも 3 個の RF 受信コイルを備え、これら RF 受信コイルのうち、1 つまたは 2 つ以上の RF 受信コイルを組み合わせる RF 受信コイル群を形成し、この RF 受信コイル群を複数備えた構成とする。

【 0 0 1 3 】

この場合、本発明のMRI装置は、感度画像データを各RF受信コイル群毎に合成し、この合成された感度画像データに基づいて、合成された感度画像データのスライス位置の感度分布データを各RF受信コイル群毎に生成するとともに、前記折り返し画像データを各RF受信コイル群毎に合成し、この合成された折り返し画像データのスライス位置に対応する前記感度分布データに基づいて、前記合成された折り返し画像データの折り返しを除去する信号処理手段とを備えた構成とする。

【 0 0 1 4 】

つまり、信号処理手段は、複数のRF受信コイル群毎に各RF受信コイルで取得した計測データを合成して合成データを生成し、この合成データについて行列演算を行い、合成された折り返し画像の折り返しを除去するものである。

【 0 0 1 5 】

この場合において、各RF受信コイル群は、撮影時の位相エンコード軸についての感度分布に基づいて設定されることが好ましい。また、信号処理手段は、各RF受信コイル群の感度分布を用いて、合成データと撮影断面に係る複数点の計測データ成分の相関を表す連立方程式を立て、その連立方程式を行列演算により解いて、撮影断面の複数点の計測データ成分を求めることにより、折り返し画像の折り返しを展開して折り返しアーチファクトを除去することができる。

【 0 0 1 6 】

このように、複数のRF受信コイルを組み合わせてRF受信コイル群とし、これらRF受信コイル群の合成データを用いることにより、任意の撮影断面および位相エンコード軸について感度の低い領域をなくすることができる。その結果、複数のRF受信コイル群の感度分布に基づいて行列演算することにより、SN比がよく行列演算の発散等に起因するアーチファクトや品質劣化の少ない画像を得ることができる。また、行列演算の行列数を減らすことができ、演算処理の負担を軽減することができる。この場合、一のRF受信コイル群を構成する複数のRF受信コイルに、他のRF受信コイル群を構成するRF受信コイルと同一のRF受信コイルが含まれていてもよい。

【 0 0 1 7 】

また、好適には、コイル選択手段が選択する R F 受信コイル群の数 G は、撮影時の位相エンコードの間引き率を $1/M$ とするとき、 $G=M$ とする。この場合、行列演算の対象が正方行列となるので、演算処理の負担が軽減される。最も好適には $G=M=2$ である。

【 0 0 1 8 】

また、信号処理手段は、感度分布データを補間により生成する場合、第 1 のシーケンスで取得された感度画像データを補間して、第 2 のシーケンスで取得された折り返し画像データのスライス位置に対応する感度画像データを生成し、この補間により生成された感度画像データに基づいて感度分布データを算出することができる。また、第 1 のシーケンスで取得された感度画像データに基づいて、それぞれのスライス位置に対応する感度分布データを算出し、この算出された感度分布データを補間して、第 2 のシーケンスで取得された折り返し画像データのスライス位置に対応する感度分布データを生成することができる。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の M R I 装置は、複数の R F 受信コイルを第 1 の R F 受信コイルと第 2 の R F 受信コイルの 2 種類で構成することができる。この場合、第 1 の R F 受信コイルは、第 2 の R F 受信コイルに比べ、感度分布が均一なコイルとする。このように、第 1 の R F 受信コイルが取得した感度分布の均一な画像を基準にすると、第 2 の R F 受信コイルの各感度分布を精度良く算出することができる。また、感度分布が均一な第 1 の R F 受信コイルを持たない構成では、複数の R F 受信コイルを用いて得られた計測データを合成して、単一の R F 受信コイルで取得された計測データに基づいて生成された画像よりも均一な感度分布を有する画像を生成する。この均一な感度分布を有する画像を基準にすることにより、各 R F 受信コイルの感度分布を精度良く算出することができる。

【 0 0 2 0 】

【発明の実施の形態】

(第 1 の実施形態)

以下、本発明を適用してなる M R I 装置の第 1 の実施形態について図 1 乃至図

7を参照して説明する。図1は、本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係る信号処理部の信号処理の手順を示す図である。図2は、本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態の概略構成図である。図3は、本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係るRF受信コイルを説明する図である。図4は、本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係るマルチプルRF受信コイルおよび受信部の概略構成図である。図5は、本発明を適用してなるMRI装置のパルスシーケンスを説明する図である。図6は、本発明を適用してなるMRI装置におけるパラレルイメージング法の画像の折り返しを説明する図である。図7は、本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係るパルスシーケンスで取得される画像データおよびスライス補間処理により生成される画像データを説明する図である。

【0021】

現在、臨床で普及しているMRI装置の撮影対象は、被検体の主たる構成物質、プロトンであり、プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を二次元もしくは三次元的に描出する。

【0022】

本実施形態のMRI装置は、図2に示すように、被検体401を含む空間に静磁場を発生する磁石402と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル403と、この空間に高周波磁場を発生するとともに被検体401が発生する磁気共鳴信号（以下、MR信号と称する。）を検出する全身用ボディコイル404と、被検体401が発生するMR信号を検出するRFプローブ405とを備えている。RFは、Radio Frequency、つまり、ラジオ波の略称である。図2では、静磁場が図中左右方向に発生している水平磁場のMRI装置を示しているが、上下方向に静磁場を発生する垂直磁場の装置であってもよい。

【0023】

傾斜磁場コイル403は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場を発生する複数のコイルで構成され、傾斜磁場電源409からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。全身用ボディコイル404は、RF送信部410から出力される信号に

応じて高周波磁場を発生する。全身用ボディコイル404およびRFプローブ405により受信される信号は、信号検出部406で検出され、信号処理部407で信号処理されるとともに、演算処理されて画像信号に変換される。画像は表示部408で表示される。傾斜磁場電源409、RF送信部410、信号処理部407および表示部408は、制御部411で制御される。制御のタイムチャートは、一般にパルスシーケンスと呼ばれている。ベッド412は被検体が横たわるためのものである。

【0024】

本実施形態のMRI装置のRFプローブ405は、図3に示すように、2つの8の字型のRF受信コイル4051、4052を含んで構成されている。2つのRF受信コイル4051、4052は、X-Y平面に沿ってZ方向に一定距離をはさんで対向して配置され、この2つのRF受信コイル4051、4052に囲まれた空間内に置かれた被検体からのNMR信号を受信するようになっている。なお、図中において、上3桁が同じである4桁の数字で示された要素および処理は、同一の要素および処理を示し、その下1桁の数字は、複数ある同一要素および処理を区別するために付したもので、以下、本明細書において同じである。

【0025】

また、RFプローブ405は、2つのRF受信コイル4051、4052を用いた「マルチプルRF受信コイル」もしくは「フェーズドアレイコイル」と呼ばれる技術を用いている。マルチプルRF受信コイル301は、図4に示すように、2個のRF受信コイル4051、4052が、それぞれプリアンプ3021、3022に接続されて構成されている。このようなマルチプルRF受信コイル301により受信される計測信号の受信部は、信号検出部406および信号処理部407を含んで構成されている。信号検出部406には、2個のAD変換・直交検波回路3031、3032が並列に設けられ、それぞれにプリアンプ3021、3022の出力が入力されるようになっている。信号処理部407は、各RF受信コイル4051、4052で受信された各信号をフーリエ変換、バックプロジェクション法、ウェーブレット変換などによりMR画像を生成するもので、これら画像信号を合成処理する信号合成処理部304を備えている。

【 0 0 2 6 】

このように構成される本実施形態のMRI装置における撮影方法について説明する。撮影方法としては、一般的なスピンエコーシーケンスやグラディエントエコーシーケンスを採用することができる。例えば、図5に示すようなグラディエントエコーシーケンスでは、高周波パルス601およびスライス選択傾斜磁場パルス602を印加した後、位相エンコード傾斜磁場パルス603および読み出し傾斜磁場パルス604を印加し、サンプリングウィンド605内で、計測データであるエコー信号606を計測する。このようなシーケンスを繰り返し時間607で繰り返す。繰り返し時間607は、例えば、高周波パルス6011と高周波パルス6012の間隔である。本実施形態のMRI装置では、各繰り返し時間607毎に位相エンコード傾斜磁場603の量を変えることにより、異なる位相エンコード量を与え、それぞれの位相エンコード量を与えられたエコー信号を検出する。これを位相エンコード数だけ繰り返して、画像取得時間608で1枚の画像を再構成するに必要なエコー信号のセットを得る。

【 0 0 2 7 】

通常の撮影方法では、エコー信号数は、位相エンコード方向に対するField of View（以下、FOVと称する。）、つまり、視野に対すると空間分解能を考慮して64、128、256、512等の値が選ばれ、また、各エコー信号は、リードアウト方向に対する視野と空間分解能と考慮して通常128、256、512、1024個等のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを2次元フーリエ変換して1枚のMR画像が作成される。

【 0 0 2 8 】

これに対し、本実施形態のMRI装置は、2個のRF受信コイル4051、4052を用いてMR信号を受信し、k空間における位相エンコードステップを通常撮影と同等にしたまま、位相エンコードマトリックス数、つまり、位相エンコード数を通常撮影の数分の1に低減した前計測シーケンスを実行して、n枚の感度画像データを取得し、さらにk空間における位相エンコードステップを間引いた本計測シーケンスを実行して、m枚の折り返し画像データを取得し、前計測シー

ケンスで取得した感度画像データから、各RF受信コイル4051、4052の感度分布データを算出するとともに、補間処理により感度画像データをn枚からm枚に増やして、算出した感度分布データを用いて、行列演算を行い折り返し画像の折り返しを除去する。

【0029】

本計測では、位相エンコードステップ間隔を一定の割合で間引いてパルスシーケンスの繰り返し実行回数を減らす。この間引き率を一般的に倍速数と呼ぶ。例えば、位相エンコードステップを2倍に間引くと倍速数は2となる。位相エンコード数が64の場合、通常は1～64までの位相エンコードのデータを全て計測するのに対し、倍速数が2のパラレルイメージング法では、一つおきに位相エンコード1、3、5、…、63のデータを計測する。このとき、間引き率は1/2となる。本実施形態の制御部411は、このような位相エンコードステップを間引いた本計測シーケンスを実行して、各RF受信コイル4051、4052毎にm枚の折り返し画像データを取得する。

【0030】

ここで、パラレルイメージング法における画像の折り返しについて図6を参照して説明する。図6(a)は、位相エンコードステップを間引かずに通常の位相エンコードステップで撮影した場合を示しており、各位相エンコード量で取得した信号2021、2022、…、2027をk空間に配置し、画像1枚分の計測データ201とする。これをフーリエ変換すると、図6(c)に示すような、折り返しのない画像207を得ることができる。これに対しパラレルイメージング法では、図6(b)に示すように、通常の撮影と同じ視野について位相エンコードステップ間隔を例えば2倍にし、位相エンコードステップを間引いた計測を行う。この場合、1ラインおきにデータ2041、2042、…、2043を計測し、2051、2052、…、2053、2054の位置に相当するデータは計測しない。これにより、計測するデータの量は半分になるので、マトリクスを半分にして画像を作成すると、図6(d)に示すように、折り返しの発生した画像208を得る。図6では、y方向を位相エンコード方向としていることから、画像208に位相エンコード方向の折り返しが発生していることを示している。つ

まり、図6(c)に示すような、画像207内の上側領域2071内のファントム206の被検体画像2061と、下側領域2072内の被検体画像2062が重なり、結果として、図6(d)に示すような折り返しが発生した画像208となる。

【0031】

このようにして発生した画像208の折り返しは、例えば、SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI (Klaas P. Pruessmann et. al), Magnetic Resonance in Medicine 42:952-962(1999)等の信号処理法で除去することができる。

【0032】

ここで、折り返し除去の演算方法について説明する。 x 、 y 方向の画像マトリクスをそれぞれ X 、 Y とした場合、画像内の座標 (x, y) (但し、 $1 \leq x \leq X$ 、 $1 \leq y \leq Y$)における画素値を $s_i(x, y)$ とする。ここで、添え字 i は、RF受信コイルの番号であり、 $2 \leq i \leq N$ である。図6(d)の場合、位相エンコードステップを2倍に間引いているので、間引き後の画像の位相エンコード方向のマトリクスは、 $Y' = Y/2$ となる。図6(d)の画像の座標を (x, y') (但し、 $1 \leq y' \leq Y'$)としたとき、その画素値 $s_i'(x, y')$ は、本来の画像207の2領域2071、2072が重なって、式(1)で表される。ただし、 a は定数である。

【0033】

【数1】

$$s_i'(x, y') = \frac{s_i(x, y') + s_i(x, y' + Y')}{a} \quad (1)$$

次に、RF受信コイルの感度分布と画像について述べる。 i 番目のRF受信コイルの2次元的な感度分布を、 $c_i(x, y)$ とすると、受信した信号 $s_i(x, y)$ は、RF受信コイルの感度分布 $c_i(x, y)$ と被検体のプロトン密度分布 $p(x, y)$ との積であるから、式(2)で表せる。

【0034】

【数2】

$$s_i(x, y) = c_i(x, y) \times p(x, y) \quad (2)$$

ここで、式(2)を用いると、式(1)は式(3)で表せる。

【0035】

【数3】

$$\begin{aligned} s'_i(x, y') &= \frac{c_i(x, y') \times p_i(x, y')}{a} + \frac{c_i(x, y' + Y') \times p(x, y' + Y')}{a} \\ &= \frac{1}{a} \sum_{j=1}^2 c_i(x, y' + (j-1) \times Y') \times p(x, y' + (j-1) \times Y') \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、簡単のため、

【0036】

【数4】

$$\begin{aligned} S_i &= s'_i(x, y') \\ C_{ij} &= c_i(x, y' + (j-1) \times Y') \\ P_j &= p(x, y' + (j-1) \times Y') \end{aligned} \quad (4)$$

とおくと、式(3)は、式(5)となる。

【0037】

【数5】

$$S_i = \frac{1}{a} \sum_{j=1}^2 C_{ij} \times P_j \quad (5)$$

式(5)は、N行2列の行列として、式(6)のように表すことができる。

【0038】

【数 6】

$$\begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{pmatrix} = \frac{1}{a} \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \\ \vdots & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_1 \\ P_2 \end{pmatrix} \quad (6)$$

式 (6) から、RF 受信コイルの感度分布 C_{ij} が分かれば、逆行列を計算することで、被検体の測定対象の核、例えば、プロトンの密度分布 P_j が求められる。

【0039】

同様に、 N 個のコイルを用いて、 M 倍速で撮影を行った場合の一般式は、 $Y' \equiv Y/M$ 、 $1 \leq y' \leq Y'$ として、式 (7) で表せる。ここで、 b は定数である。

【0040】

【数 7】

$$\begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{pmatrix} = \frac{1}{b} \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & \cdots & C_{1M} \\ C_{21} & C_{22} & \cdots & C_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} & \cdots & C_{NM} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} P_1 \\ P_2 \\ \vdots \\ P_M \end{pmatrix} \quad (7)$$

このようにして、RF 受信コイルの感度分布 C_{ij} を使い、計測データ s'_i (x, y') について式 (7) の行列演算をすることにより、折り返しが除去された画像データとして測定対象内の核スピンの密度分布 P_j が求められる。なお、パラレルイメージング法の RF 受信コイル数 (N) と倍速数 (M) との関係は、数学的に $N \geq M$ である。感度分布は、例えば、 k 空間の低周波域のデータにローパスフィルタをかけることによって求めることができる。

【0041】

本実施形態の MRI 装置におけるパラレルイメージング法では、各 RF 受信コイル 4051、4052 の感度分布 C_{ij} は、前計測シーケンスで予め取得した

低周波域の計測データから感度画像データを生成し、この感度画像データに基づいて算出される。

【0042】

各RF受信コイル4051、4052の感度分布 C_{ij} を算出するための感度画像データは、前計測シーケンスを実行することにより取得される。前計測シーケンスでは、位相エンコードステップ間隔を間引かずに通常の位相エンコードステップと同等にし、位相エンコード数を通常の数分の1に低減することによりパルスシーケンスの繰り返し回数を減らしている。例えば、 k 空間の位相エンコード数が64の場合、通常は1～64までの位相エンコードの計測データを全て計測するのに対し、パラレルイメージング法の前計測シーケンスでは、位相エンコードステップを同じにして、例えば、中央領域の位相エンコード25～40のデータを計測する。この場合、位相エンコード数は、 $1/4$ となる。制御部411は、このような k 空間の中央領域の計測データを取得する前計測シーケンスを実行して、全身用ボディコイル404およびRF受信コイル4051、4052毎に n 枚の感度画像データを取得する。

【0043】

ここで、本実施形態のMRI装置の信号処理部の信号処理の手順について説明する。

【0044】

本実施形態の信号処理部407は、図1に示すように、感度画像データ取得用の前計測シーケンスを実行して取得した、全身用ボディコイルの n 枚の感度画像データ701とマルチプルRF受信コイル301の各RF受信コイル4051、4052の n 枚の感度画像データ702、703をスライス補間処理101して、このスライス補間処理101により生成された感度画像データと前計測シーケンスで取得された感度画像データ701、702、703を用いて感度分布算出処理706を行い、各RF受信コイル4051、4052の感度分布データ707、708を得る。

【0045】

そして、折り返し画像取得用の本計測シーケンスを実行して取得したマルチプ

ルRF受信コイル301の各RF受信コイル4051、4052のm枚の折り返し画像データ704、705と、感度分布データ707、708を用い、行列作成処理709にて行列を作成して、逆行列計算処理710によって折り返しのない結果画像711を得る。

【0046】

ところで、前計測シーケンスを実行して取得されるそれぞれn枚の感度画像データ701、702、703は、図7に示すように、それぞれ全身用ボディコイル404の感度画像データ7011、7014、…、701mであり、マルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4051の感度画像データ7021、7024、…、702mであり、マルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4052の感度画像データ7031、7034、…、703mである。

【0047】

これに対し、本計測シーケンスを実行して取得されるそれぞれm枚の折り返し画像データ704、705は、それぞれマルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4051の折り返し画像データ7041～704mであり、マルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4052の折り返し7051～705mである。図7では、ch. 1はマルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4051に対応し、ch. 2はマルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4052に対応している。

【0048】

これら感度画像データ701、702、703および折り返し画像データ704、705には、それぞれのスライス位置に対応してスライス番号が付与され、スライス番号が同じ画像データは、同じスライス位置の画像データであることを示している。このスライス番号は、画像データ番号の下一桁と対応し、例えば、全身用ボディコイル404の感度画像データ7011、7014、…、701mには、それぞれ1、4、…、mのスライス番号が付与されている。また、前計測シーケンスおよび本計測シーケンスで取得される画像データのスライス間隔は、等間隔に設定されている。

【0049】

つまり、前計測シーケンスでは、スライス位置を2枚おきに計測して計測スライス枚数を省略し、スライス番号2、3、5、…、 $m-1$ については、前計測シーケンスで全身用ボディコイル404の感度画像データ701と各RF受信コイル4051、4052の感度画像データ702、703とを取得していない。このため、スライス番号2、3、5、…、 $m-1$ の折り返し画像データ7042、7043、7045、…、704 $m-1$ 、7052、7053、7055、…、705 $m-1$ を平行再構成することができない。

【0050】

そこで、本実施形態の信号処理部は、取得した全身用ボディコイル404の感度画像データ7011、7014、…、701 m をスライス補間処理1011して、全身用ボディコイル404の感度画像データ7012、7013、7015、…、701 $m-1$ を算出する。同様に、取得したRF受信コイル4051の感度画像データ7021、7024、…、702 m をスライス補間処理1012して、RF受信コイル4051の感度画像データ7022、7023、7025、…、702 $m-1$ を算出し、RF受信コイル4052の感度画像データ7031、7034、…、703 m をスライス補間処理1013して、RF受信コイル4052の感度画像データ7032、7033、7035、…、703 $m-1$ を算出する。つまり、図7の501は、前計測シーケンスで取得される感度画像データとスライス補間処理1011、1012、1013で得られる感度画像データとで構成される折り返し画像データの折り返しを除去するのに必要なデータセットを示し、502は、本計測シーケンスで取得される折り返し画像データのデータセットを示している。また、501の白抜きの感度画像データは、前計測シーケンスで取得される感度画像データ701、702、703を示し、黒く塗り潰された感度画像データは、スライス補間処理101により生成された感度画像データを示している。

【0051】

このように、本計測シーケンスで取得したRF受信コイル4051の折り返し画像データ7041～704 m およびRF受信コイル4052の折り返し画像データ7051～705 m のそれぞれのスライス位置に対応する、全身用ボディコ

イル404の感度画像データ7011~701m、各RF受信コイル4051、4052の感度画像データ7021~702m、7031~703mを取得することができる。このため、本実施形態のMRI装置は、折り返し画像704、705の折り返しを除去して結果画像711を得ることができる。

【0052】

つまり、本実施形態のMRI装置は、全身用ボディコイル404を用いて計測した感度画像データ7011~701mと、各RF受信コイル4051、4052の感度画像データ7021~702m、7031~703mとを用いて、感度分布算出処理7061、7062を行い、各RF受信コイル4051、4052の感度分布データ707、708を得る。感度分布算出処理706としては、全身用ボディコイルの画像データ $s_c(x, y)$ を基準に、例えば、式(8)により相対化して、各RF受信コイル i の画像データ $s_i(x, y)$ により感度分布 $c_i(x, y)$ を求める。

【0053】

【数8】

$$c_i(x, y) = s_i(x, y) / s_c(x, y) \quad (8)$$

このようにして算出した感度分布データ707、708と、各RF受信コイル4051、4052毎に取得した折り返し画像データ7041~704m、7051~705mを用いて、行列作成処理709により式(7)の行列式を作成後、逆行列演算処理710によって折り返しを除去した結果画像711を得る。

【0054】

言い換えると、折り返し画像の折り返しの除去は、信号処理部407において平行再構成処理として、折り返し画像データ7041~704m、7051~705mのそれぞれのスライス位置に対応する感度画像データ7011~701m、7021~702m、7031~703mを作成した後、感度分布算出処理706と行列作成処理709と逆行列計算処理710により行われる。

【0055】

従来のMRI装置は、前計測シーケンスにおいて、位相エンコード数を通常撮

影時の数分の1に設定するが、感度画像データと折り返し画像データは、同じ枚数で、かつ、同じスライス位置で撮影している。パラレルイメージング法では、前計測シーケンスの実行時間が、総撮影時間の大きな割合を占める。特に、マルチスライスや三次元撮影では、スライス枚数が多いほど、シーケンスの繰り返し時間や、繰り返し回数が増加するため、前計測シーケンスの実行時間が大きな問題となる。

【0056】

これに対し、本実施形態のMRI装置は、前計測シーケンスで取得するスライス枚数を間引いて、感度分布を算出するための感度画像データ701、702、703を2枚おきに取得し、撮影する感度画像データをm枚より少ないn枚に省略している。このため、前計測シーケンスの繰り返し回数を低減することができ、取得する感度画像データ701、702、703を間引いた分、撮影時間を短縮することができる。また、三次元計測に適用した場合、感度分布取得用の前計測シーケンスのスライスエンコード数を低減することができる。

【0057】

更に、本実施形態の前計測シーケンスでは、スライス間隔を等間隔に間引いて感度画像データを取得しているので、スライス補間処理101により生成する感度画像データを精度良く算出することができる。加えて、本実施形態の前計測シーケンスでは、スライス番号を等間隔に間引いて感度画像データを取得しているので、シーケンスの算出を簡素化することができる。

【0058】

(第2の実施形態)

本発明を適用してなるMRI装置の第2の実施形態について図8および図9を参照して説明する。図8は、本発明を適用してなるMRI装置の第2の実施形態に係る信号処理部の信号処理の手順を示す図である。図9は、本発明を適用してなるMRI装置の第2の実施形態に係る感度分布算出処理およびスライス補間処理により生成される感度分布データとパルスシーケンスで取得される画像データとを説明する図である。なお、本実施形態では、第1の実施形態と同一のものには同じ符号を付して説明を省略し、第1の実施形態と相違する構成および特徴部

などについて説明する。

【0059】

本実施形態が第1の実施形態と相違する点は、折り返し画像データのスライス位置に対応する感度分布データがない場合、感度分布算出処理により各RF受信コイル毎に算出された感度分布データをスライス補間処理して、折り返し画像のスライス位置に対応する感度分布データを生成することにある。すなわち、本実施形態のMRI装置の信号処理部は、図8に示すように、感度画像データ取得用の前計測シーケンスで取得した全身用ボディコイル404の感度画像701と、マルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4051、4052の感度画像702、703を用いて感度分布算出処理706を実行した後に、スライス補間処理801を行っている。したがって、本実施形態の信号処理部は、全身用ボディコイル404の感度画像701とRF受信コイル4051、4052とから算出されたRF受信コイル4051、4052の感度分布データと、この感度画像データをスライス補間処理801して生成されたRF受信コイル4051、4052の感度分布データとにより折り返し画像704、705の折り返しを除去する。

【0060】

ここで、感度分布算出処理706により算出される各RF受信コイル4051、4052の感度分布データとスライス補間処理801により生成される各RF受信コイル4051、4052の感度分布データについて説明する。

【0061】

感度分布算出処理706により算出される各RF受信コイル4051、4052の感度分布データは、図9に示すように、それぞれマルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4051の感度分布データ7071、7074、…、707mであり、マルチプルRF受信コイル301のRF受信コイル4052の感度分布データ7081、7084、…、708mである。

【0062】

つまり、本実施形態の前計測シーケンスでは、第1の実施形態と同様に、計測するスライス位置を2枚おきに設定して計測スライス枚数を省略しているので、

スライス番号2、3、5、…、 $m-1$ の感度画像データは取得していない。このため、スライス番号2、3、5、…、 $m-1$ の感度分布データを算出することができず、折り返し画像データ7042、7043、7045、…、704 $m-1$ 、7052、7053、7055、…、705 $m-1$ を平行再構成することができない。

【0063】

そこで、本実施形態の信号処理部は、取得したRF受信コイル4051の感度分布データ7071、7074、…、707 m をスライス補間処理8011して、RF受信コイル4051の感度分布データ7072、7073、7075、…、707 $m-1$ を算出する。同様に、RF受信コイル4052の感度分布データ7081、7084、…、708 m をスライス補間処理8012して、RF受信コイル4052の感度分布データ7082、7083、7085、…、708 $m-1$ を算出する。つまり、図9の503は、図8における感度分布算出処理7061、7062により算出される感度分布データとスライス補間処理8011、8012で得られる感度分布データとで構成される折り返し画像データの折り返しを除去するのに必要なデータセットを示している。また、503の白抜きの感度画像データは、感度分布算出処理7061、7062により算出される感度分布データを示し、黒く塗り潰された感度分布データは、スライス補間処理801により生成された感度分布データを示している。

【0064】

このように、信号処理部407は、前計測シーケンスで取得した感度画像データ701、702、703に基づいて感度分布算出処理7061、7062してからスライス補間処理8011、8012を行い、折り返し画像データ7041～704 m 、7051～705 m のそれぞれのスライス位置に対応する感度分布データ7071～707 m 、7081～708 m を作成した後、行列作成処理709と逆行列計算処理710により、折り返し画像の折り返しの除去を行う。

【0065】

つまり、本計測シーケンスで取得したRF受信コイル4051の折り返し画像データ7041～704 m およびRF受信コイル4052の折り返し画像データ

7 0 5 1 ~ 7 0 5 m のそれぞれのスライス位置に対応する、各 R F 受信コイル 4 0 5 1、4 0 5 2 の感度分布データ 7 0 7 1 ~ 7 0 7 m、7 0 8 1 ~ 7 0 8 m を取得することができるので、本実施形態の M R I 装置は、折り返し画像 7 0 4、7 0 5 の折り返しを除去して結果画像 7 1 1 を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

このように、第 1 のシーケンスで取得された感度画像データ 7 0 1、7 0 2、7 0 3 に基づいて各 R F 受信コイル 4 0 5 1、4 0 5 2 の感度分布を算出した後に、スライス補間処理 8 0 1 を行っているので、全身用ボディコイル 4 0 4 の感度画像 7 0 1 のスライス補間処理を行う必要がない。このため、感度画像 7 0 1 のスライス補間 1 0 1 1 を行う第 1 の実施形態に比べ、感度分布算出処理 7 0 6 を低減することができ、画像の再構成時間を短縮することができる。

【 0 0 6 7 】

(第 3 の実施形態)

本発明を適用してなる M R I 装置の第 3 の実施形態について図 1 0 および図 1 1 を参照して説明する。図 1 0 は、本発明を適用してなる M R I 装置の第 3 の実施形態に係る R F 受信コイルを説明する図である。図 1 1 は、本発明を適用してなる M R I 装置の第 3 の実施形態に係るマルチプル R F 受信コイルおよび受信部の概略構成図である。なお、本実施形態では、第 1 の実施形態と同一のものには同じ符号を付して説明を省略し、第 1 の実施形態と相違する構成および特徴部などについて説明する。

【 0 0 6 8 】

本実施形態が第 1 の実施形態と相違する点は、マルチプル R F 受信コイルを 4 つの R F 受信コイルで構成したことにある。すなわち、本実施形態の M R I 装置における R F プロープ 4 0 5 に設けられたマルチプル R F 受信コイル 3 0 1 は、図 1 0 に示すように、4 つの 8 の字型の R F 受信コイル 4 0 5 1 ~ 4 0 5 4 を有してなり、X - Y 平面上および Y - Z 平面上にそれぞれ所定の距離をはさんで対向配置して構成される。

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態のマルチプル R F 受信コイル 3 0 1 は、図 1 1 に示すように

、4個のRF受信コイル4051～4054が、それぞれプリアンプ3021～3024に接続されて構成されている。信号検出部406には、4個のAD変換・直交検波回路3031～3034が並列に設けられ、それらはプリアンプ3021～3024のそれぞれの出力と接続されている。

【0070】

ところで、複数のRF受信コイルの計測データを用いて画像の折り返しを除去する場合、複数のRF受信コイルの配置関係や感度分布によっては、感度の低領域が生じ、式(7)の行列演算が発散してしまい、アーチファクトが発生したり、画質が劣化することがある。

【0071】

本実施形態のMRI装置は、4個のRF受信コイルのうち、撮影断面および位相エンコード方向に基づき最適なRF受信コイルを組み合わせ、2組のRF受信コイル群を形成する。ここで、最適な組み合わせは、後に行う行列演算で行列演算が発散しないような組み合わせである。例えば、RF受信コイル群の感度分布を合成したときに、位相エンコード方向に感度分布の低い領域が存在しない、RF受信コイル群の感度分布が互いに同じではないなどの条件が考えられる。

【0072】

本実施形態のRF受信コイル4051～4054は、図10に示すように、2つのRF受信コイル4051、4052が、X-Y平面上にZ方向に一定距離をはさんで対向して配置されている。この2つのRF受信コイル4051、4052に、Z-Y平面に平行な面上に、X方向に一定距離をおいて対向する2つのRF受信コイル4053、4054を加え、RF受信コイル4051と4053とを組み合わせるRF受信コイル群4055を形成するとともに、RF受信コイル4052と4054とを組み合わせるRF受信コイル群4056を形成している。この場合、RF受信コイル4051と4053の信号を合成した感度分布データと、RF受信コイル4052と4054の信号を合成した感度分布データとは、互いに異なるものとなり、且つ低領域が少なくなり、行列演算で発散しにくくなる。

【0073】

このような最適な組み合わせは、コイルの配置が一定であれば、撮影断面および位相エンコード方向によって決まるので、これら撮影条件が設定されると自動的に最適な組み合わせを選択することができる。

【 0 0 7 4 】

信号処理部 4 0 7 は、選択された 2 組の組み合わせに係る各 R F 受信コイルで計測された 2 組の感度画像データを取り出し、各組ごとにデータ合成を行う。同様に、選択された 2 組の組み合わせに係る R F 受信コイルで計測された 2 組の折り返し画像データを取り出し、各組ごとにデータ合成を行う。このようなデータ合成により生成された R F 受信コイル群 4 0 5 5 の感度画像データは、図 7 の c h. 1 の感度画像データ 7 0 2 1、7 0 2 4、…、7 0 2 m に相当し、また、R F 受信コイル群 4 0 5 6 の感度画像データは、c h. 2 の感度画像データ 7 0 3 1、7 0 3 4、…、7 0 3 m に相当する。同様に、合成された R F 受信コイル群 4 0 5 5 の折り返し画像データは、図 7 の c h. 1 の折り返し画像データ 7 0 4 1～7 0 4 m に相当し、また、R F 受信コイル群 4 0 5 6 の折り返し画像データは、c h. 2 の感度画像データ 7 0 5 1～7 0 5 m に相当する。

【 0 0 7 5 】

つまり、各 R F 受信コイル 4 0 5 1～4 0 5 4 により取得された感度画像データは、信号合成処理部 3 0 4 にて、予め定められた R F 受信コイル群毎の感度分布に対応する c h. 1、2 の感度画像データ 7 0 2、7 0 3 に合成され、R F 受信コイル群毎に合成された c h. 1、2 の折り返し画像 7 0 4、7 0 5 の折り返しを除去する行列演算の参照データとなる。

【 0 0 7 6 】

ここで、各 R F 受信コイル 4 0 5 1、4 0 5 2 で取得した感度画像データおよび折り返し画像データは、通常は複素数であるので、信号合成処理部 3 0 4 では、例えば複素の加算処理を行う。この場合、2 組の感度画像データの 2 乗和の平方根、および 2 組の折り返し画像データの 2 乗和の平方根としても良い。この場合は、加算に比べ S N 比が高くなるメリットがある。なお図 1 1 に示した信号処理では、信号の合成を A D 変換後に行っているが、アナログ信号を直接合成し、その後に A D 変換してもよい。

【0077】

このように、本実施形態のMRI装置によれば、マルチプルRF受信コイル301を用いたパラレルイメージング高速撮影において、撮影断面やエンコード軸を考慮して最適なRF受信コイルの組み合わせを選択し、合成後の計測データについて行列演算するようにしたので、行列演算による画像の劣化がなく良好な画像を得ることができる。この行列演算は、間引き率を $1/M$ 、複数のRF受信コイルの組み合わせ数を G （ここで、 $G=2, \dots, N$ ）であり、式（7）の N に対応する）とするとき行列 $[G \times M]$ の演算となる。本実施形態のMRI装置では、4つのRF受信コイル4051～4054を2つずつ組み合わせて2組のRF受信コイル群（ $G=2$ ）とし、これら2組のRF受信コイル群のそれぞれの合成計測データに対して行列演算することになるから、行列は $[2 \times 2]$ となり、演算を簡略化することができる。

【0078】

また、撮影断面やエンコード軸を変えた場合でも、アーチファクトや画像劣化の無い安定な画像を得ることができる。さらに行列演算の負担を軽減し、画像再構成を高速化することができる。

【0079】

ところで、本実施形態において、RF受信コイルの第1の組み合わせと第2の組み合わせを選択する際、それらの組み合わせ間にRF受信コイルの重なりがあってもかまわない。つまり、RF受信コイルの複数の組み合わせに、互いに共通するRF受信コイルを含めて選択しても良い。

【0080】

このように、複数のRF受信コイルの組み合わせには、組み合わせ相互にRF受信コイルを一部共通にすることができるから、最適な感度分布となるコイルの組み合わせ選択の自由度が増し、より画質の良好な画像を得ることができる。

【0081】

本発明は、以上の実施形態で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で各種形態を取り得る。例えば、第1乃至第3の実施形態では、感度分布取得用の前計測シーケンスのスライスを2枚おきに省略した場合を示したが、任意

枚数おきに設定することが可能である。

【 0 0 8 2 】

また、第 1 乃至第 3 の実施形態では、画像データを取得する際のスライス間隔を等間隔としているが、本発明の M R I 装置は各画像データのスライス間隔を変更して取得することができる。

【 0 0 8 3 】

また、第 1 および第 2 の実施形態では 2 つの R F 受信コイルを用いた場合、第 3 の実施形態では 4 つの R F 受信コイルを用いた場合を説明したが、R F 受信コイルの数は 2 個または 4 個に限定されない。つまり、8 個であっても、それ以外の数でもよい。但し、回路構成を単純にし、また被検者の不快感を低減するためには R F 受信コイル数は少ないほうが望ましい。

【 0 0 8 4 】

また、第 1 乃至第 3 の実施形態では、位相エンコードステップの間隔を 2 倍、つまり、間引き率を $1/2$ にした場合について説明したが、ステップ間隔を 3 倍、4 倍、それ以上にすることも可能である。その場合、選択する R F 受信コイルの組み合わせの数 G は、位相エンコードのステップ間隔 M と同数かそれ以上とすることが必要である。行列演算を簡略化するためには $G = M$ であることが好ましい。

【 0 0 8 5 】

また、第 1 乃至第 3 の実施形態では、グラディエントエコーシーケンスについて記載したが、パラレルイメージング法では、シーケンスの形状には依存しない。例えば、S E シーケンス、F S E シーケンス、E P I シーケンス、スパイラルシーケンス、そして、S S F P シーケンスなど様々なシーケンスに適用することができる。

【 0 0 8 6 】

また、本発明の M R I 装置は、本実施形態のマルチスライスに限らず、三次元計測に適用することができる。この場合は、位相エンコード方向だけでなく、スライスエンコード方向にデータを間引いて高速化してもよいし、位相エンコード方向、スライス方向を組み合わせでデータを間引き、高速化してもよく、エンコ

ードステップを間引く軸について感度分布が最適な組み合わせとなるようにRF受信コイルの組み合わせを選択する。

【0087】

また、本発明の信号処理部の信号処理において、スライス補間処理101、801は、例えば、スプライン補間処理や、Sinc関数による補間処理、関数によるフィッティング処理など様々な補間処理を適用することができる。

【0088】

また、本発明のMRI装置は、本実施形態の全身用ボディコイル404に代わり、複数のRF受信コイルで取得した感度画像データを合成して感度分布の均一な感度画像データを生成し、この合成した感度画像データを用いて各RF受信コイル4051、4052で取得した画像データをそれぞれ除算し、近似的なRF受信コイルの感度分布を求めることができる。これに対し、比較的感度分布の均一な全身用ボディコイル404の画像データを用いて、各RF受信コイル4051、4052で取得した画像データをそれぞれ除算し、近似的なRF受信コイルの感度分布を求めるとRF受信コイルの感度分布を精度良く算出することができるので好ましい。

【0089】

また、本発明のMRI装置のマルチプルRF受信コイルは、第1乃至第3の実施形態に限らず、水平磁場頭部用マルチプルRFコイルとして、Array Head Coil for Improved Functional MRI (Christoph Leussler), 1996 ISMRM abstract p. 249や、水平磁場頭部用QDマルチプルRFコイルとして、Helmet and Cylindrical Shaped CP Array Coils for Brain Imaging: A Comparison of Signal-to-Noise Characteristics (H. A. Stark, E. M. Haacke), 1996 ISMRM abstract P. 1412、そして、水平磁場腹部用QDマルチプルRFコイルとして、Four Channel Wrap-Around Coil with Inductive Decoupler for 1.5T Bod

y Imaging (T. Takahashi et. al), 1995 ISMRM abstract P. 1418 など様々なマルチプルRF受信コイルを適用することができる。マルチプルRF受信コイルは、相対的に高感度な小型RF受信コイルを複数個並べて、各コイルで取得した信号を合成することより、RF受信コイルの高い感度を保ったまま視野を拡大し、高感度化を図るものであり、各RF受信コイルで再構成処理された結果画像を合成して、視野を拡大し、高感度を図ることができる。

【0090】

また、第1乃至第3の実施形態では、静磁場方向（Z方向）が水平である水平磁場のMRI装置に適用する場合について説明したが、本発明はこれに限らず、静磁場の方向が異なる場合、例えば、垂直磁場であっても同様に適用することができる。

【0091】

【発明の効果】

本発明によれば、MRI装置の撮影時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係る信号処理部の信号処理の手順を示す図である。

【図2】

本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態の概略構成図である。

【図3】

本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係るRF受信コイルを説明する図である。

【図4】

本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係るマルチプルRF受信コイルおよび受信部の概略構成図である。

【図5】

本発明を適用してなるMRI装置のパルスシーケンスを説明する図である。

【図 6】

本発明を適用してなるMRI装置におけるパラレルイメージング法の画像の折り返しを説明する図である。

【図 7】

本発明を適用してなるMRI装置の第1の実施形態に係るパルスシーケンスで取得される画像データおよびスライス補間処理により生成される画像データを説明する図である。

【図 8】

本発明を適用してなるMRI装置の第2の実施形態に係る信号処理部の信号処理の手順を示す図である。

【図 9】

本発明を適用してなるMRI装置の第2の実施形態に係る感度分布算出処理およびスライス補間処理により生成される感度分布データとパルスシーケンスで取得される画像データとを説明する図である。

【図 10】

本発明を適用してなるMRI装置の第3の実施形態に係るRF受信コイルを説明する図である。

【図 11】

本発明を適用してなるMRI装置の第3の実施形態に係るマルチプルRF受信コイルおよび受信部の概略構成図である。

【符号の説明】

- 101 スライス補間
- 301 マルチプルRF受信コイル
- 401 被検体
- 404 全身用ボディコイル
- 4051、4052、4053、4054 RF受信コイル
- 407 信号処理部
- 408 表示部
- 411 制御部

7 0 1、7 0 2、7 0 3 感度画像データ

7 0 4、7 0 5 折り返し画像データ

7 0 6 感度分布算出処理

7 0 7、7 0 8 感度分布データ

7 0 9 行列作成処理

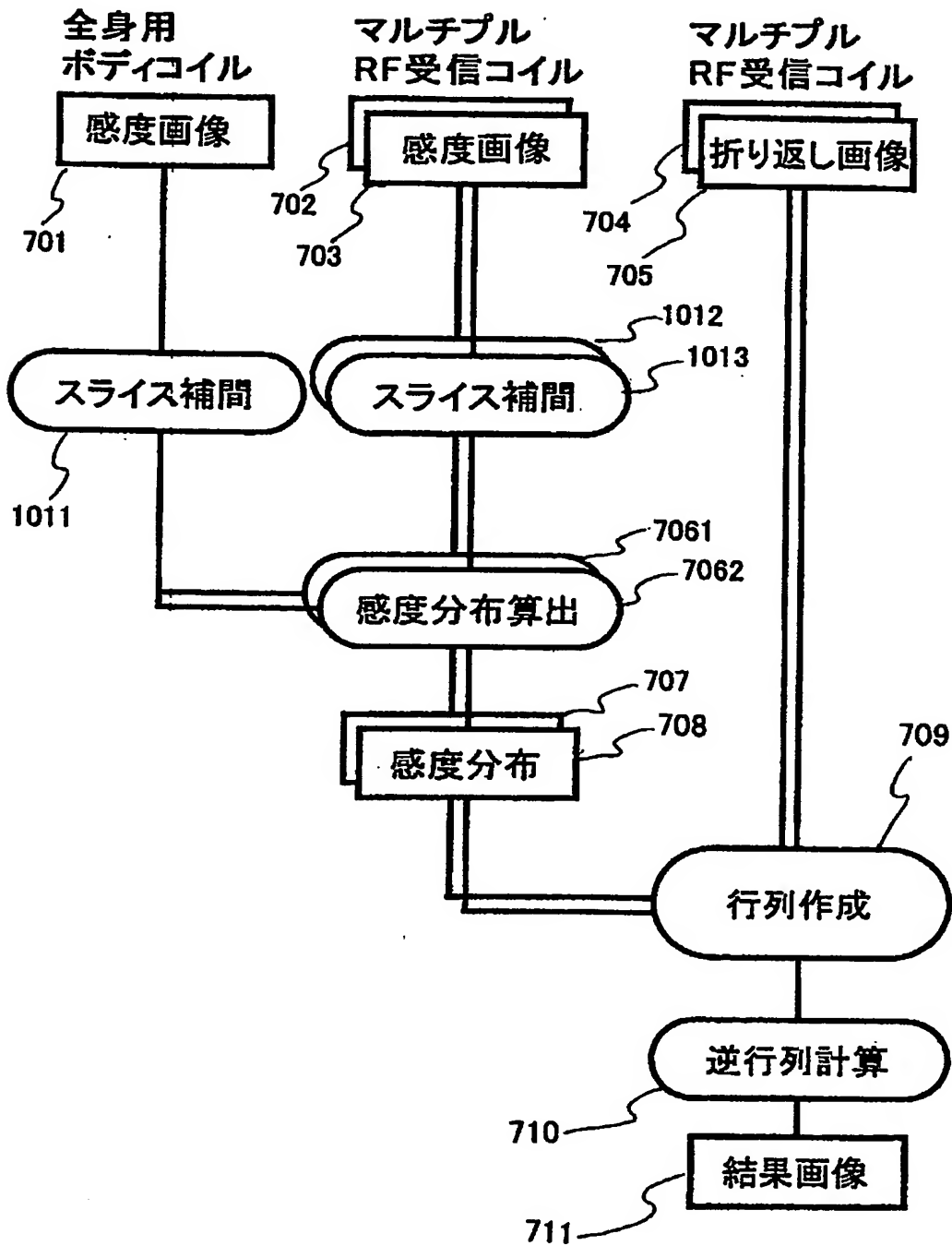
7 1 0 逆行列計算処理

7 1 1 結果画像

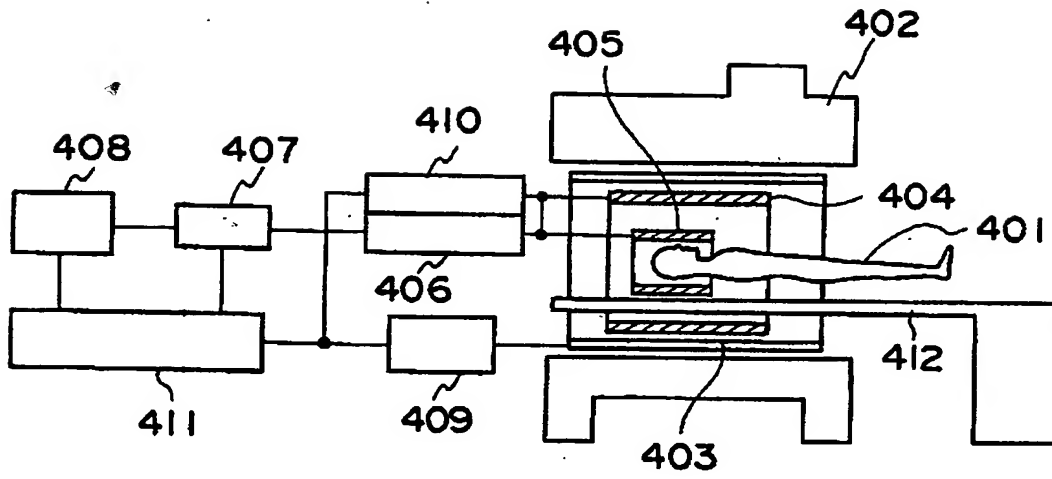
?

【書類名】 図面

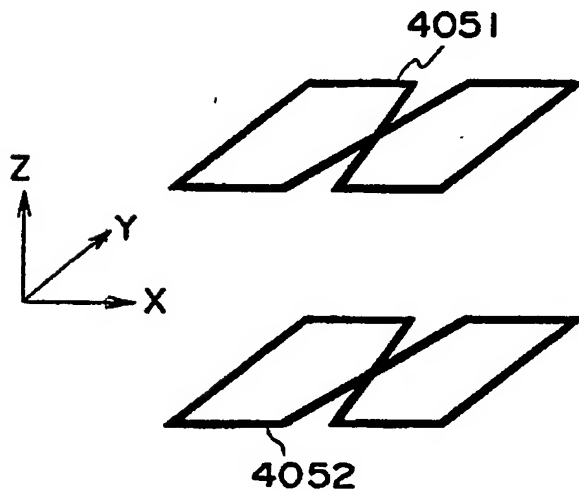
【図1】



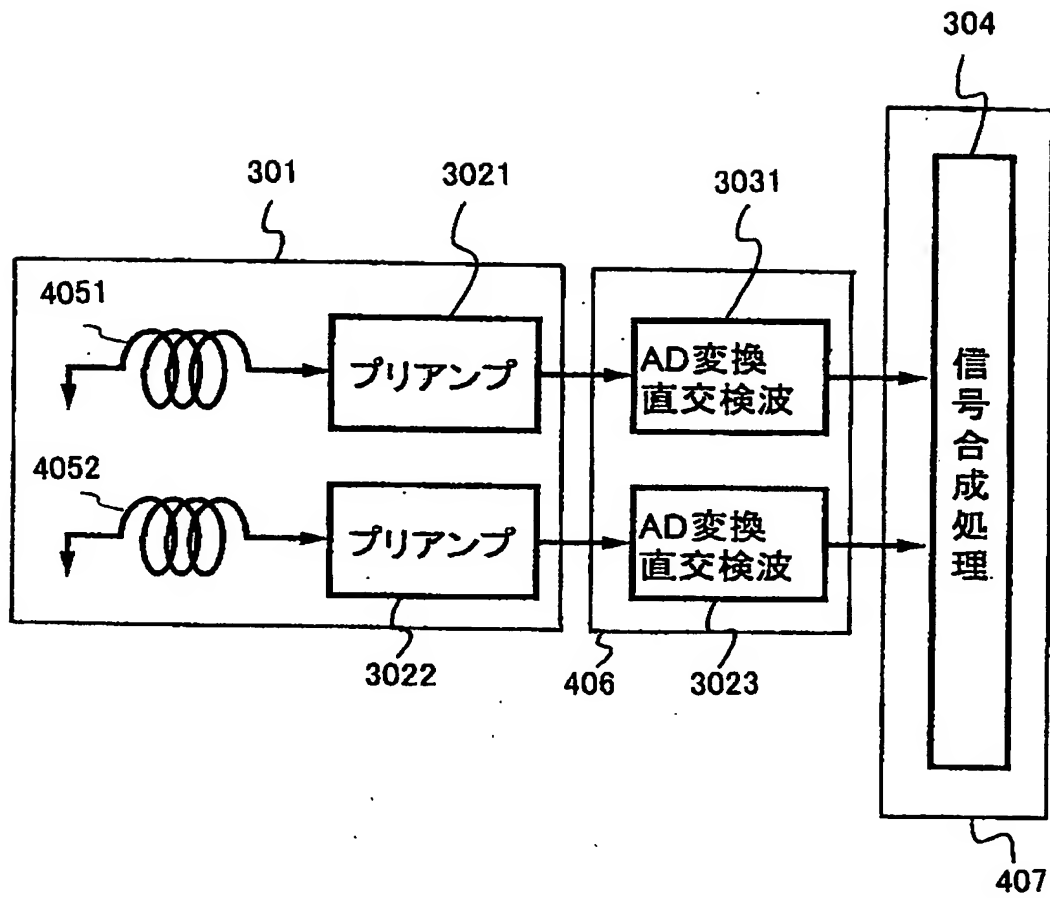
【図 2】



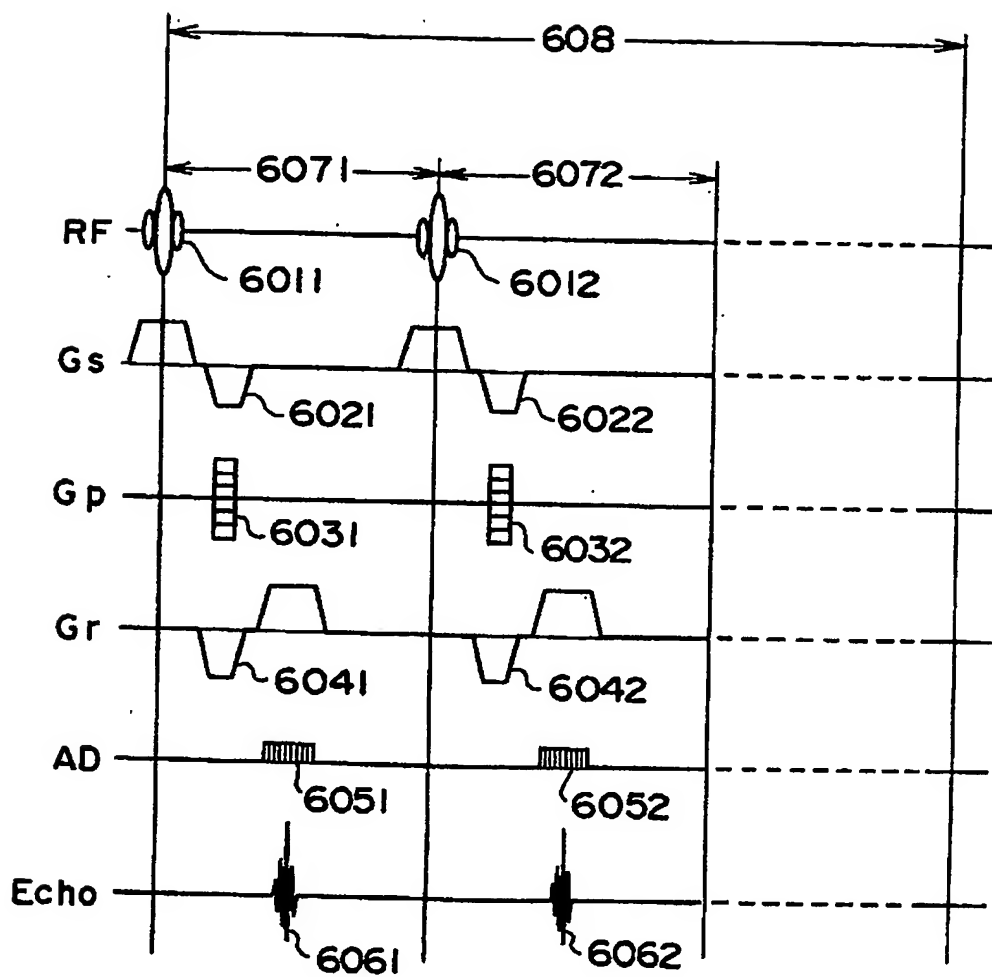
【図 3】



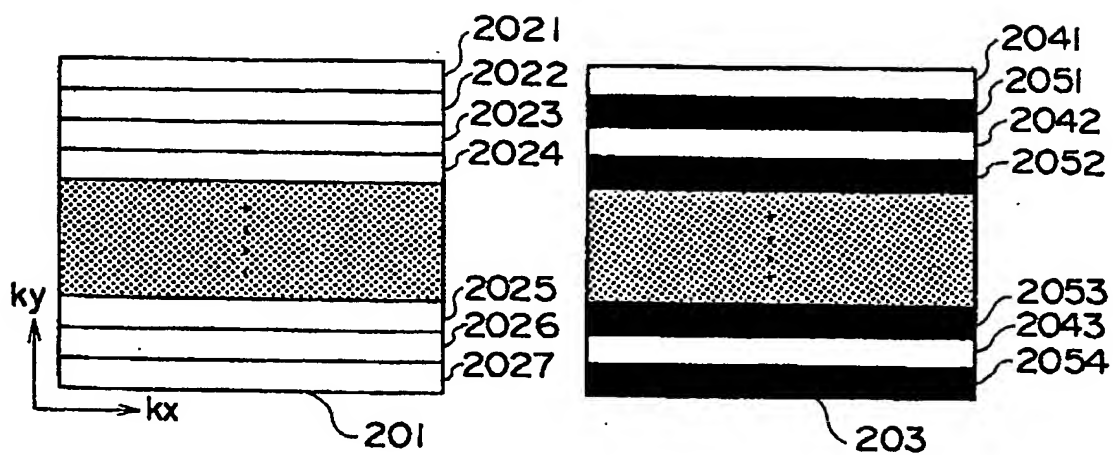
【図 4】



【図5】

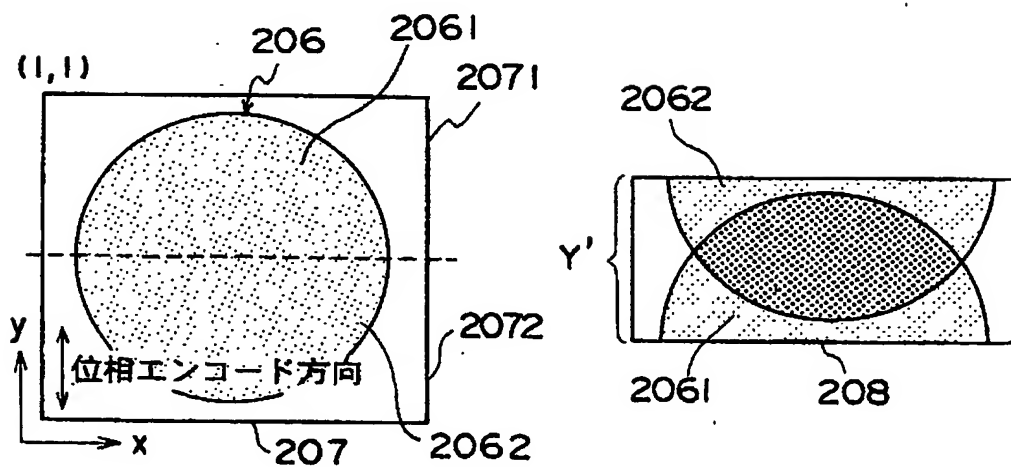


【図 6】



(a)

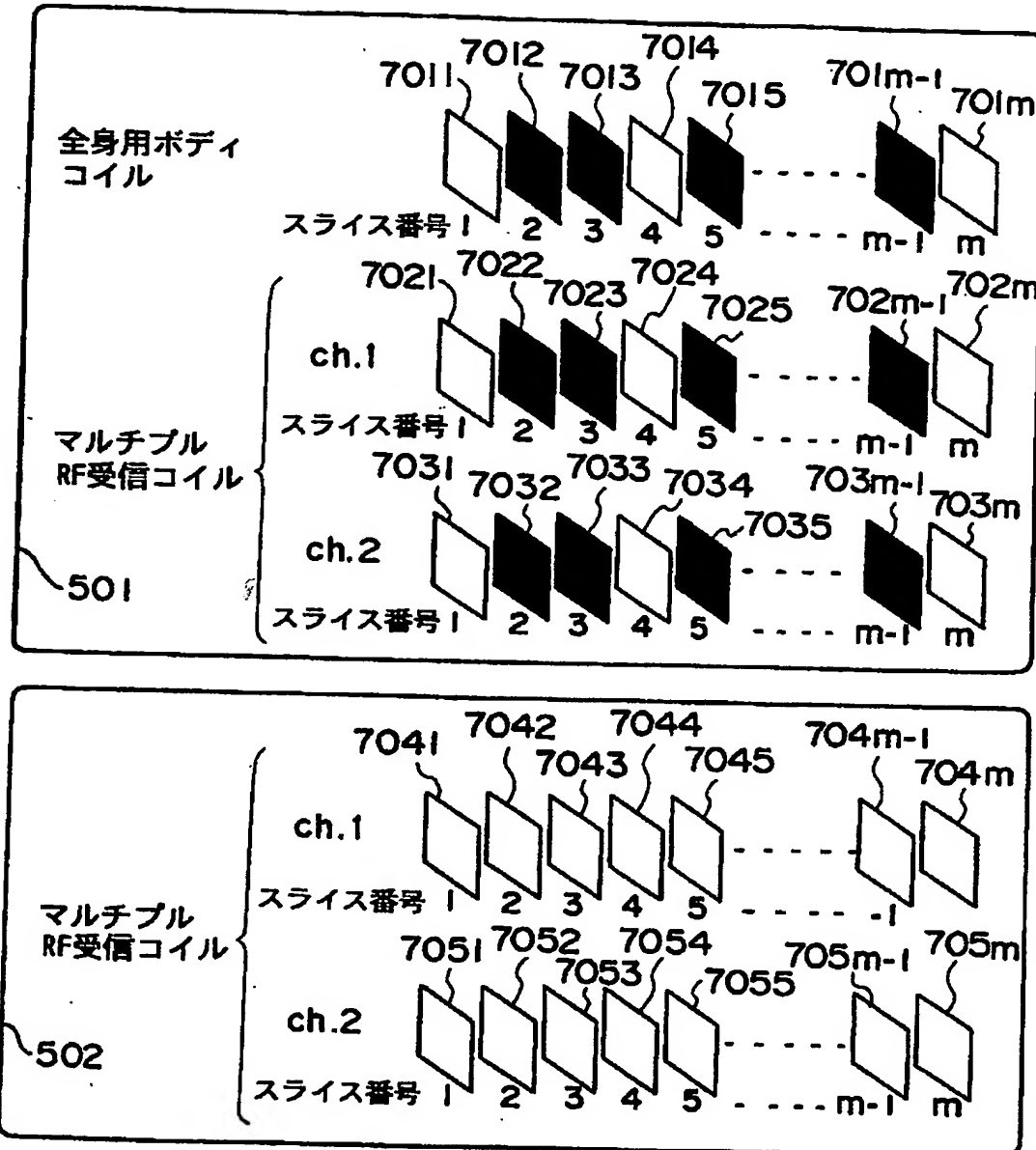
(b)



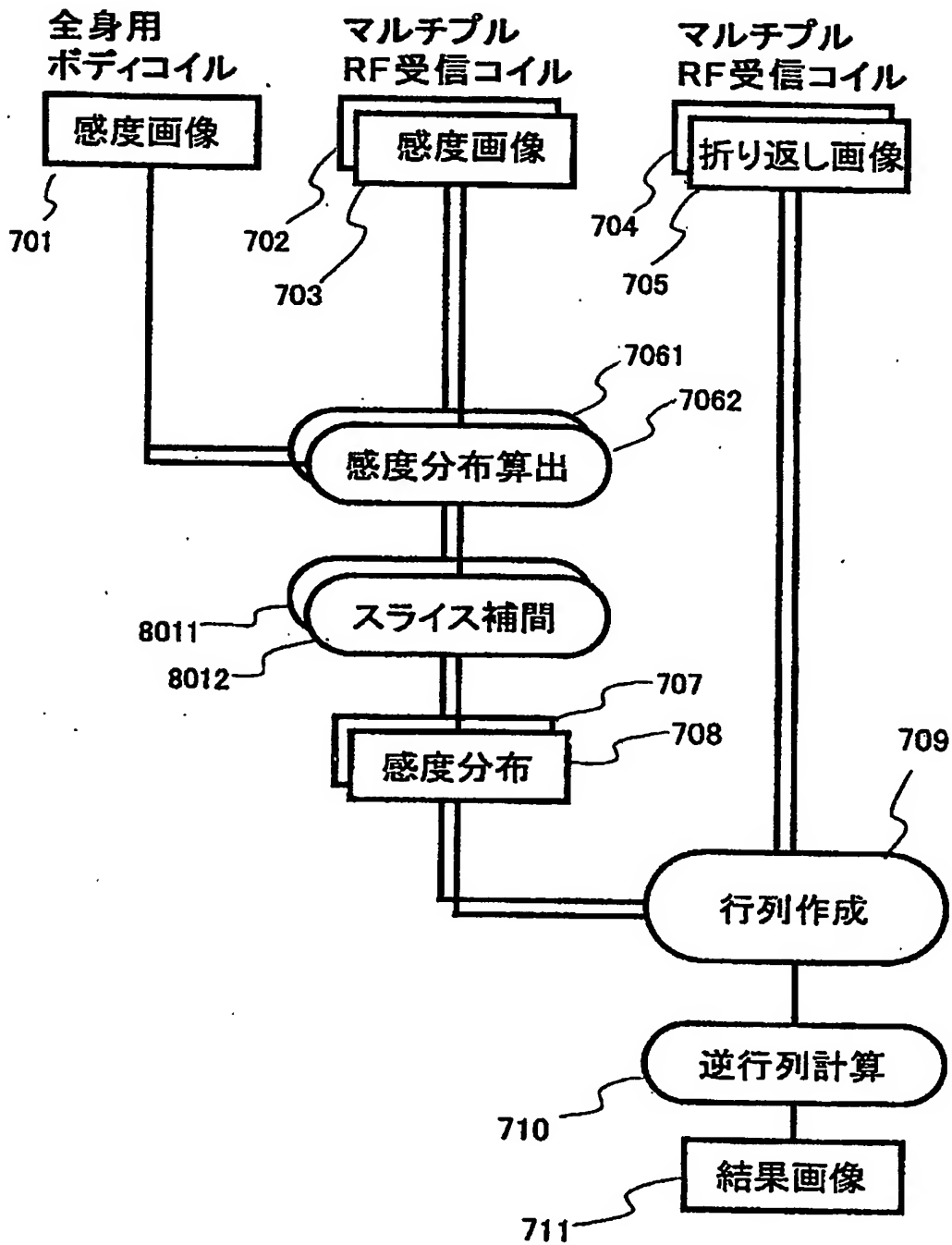
(c)

(d)

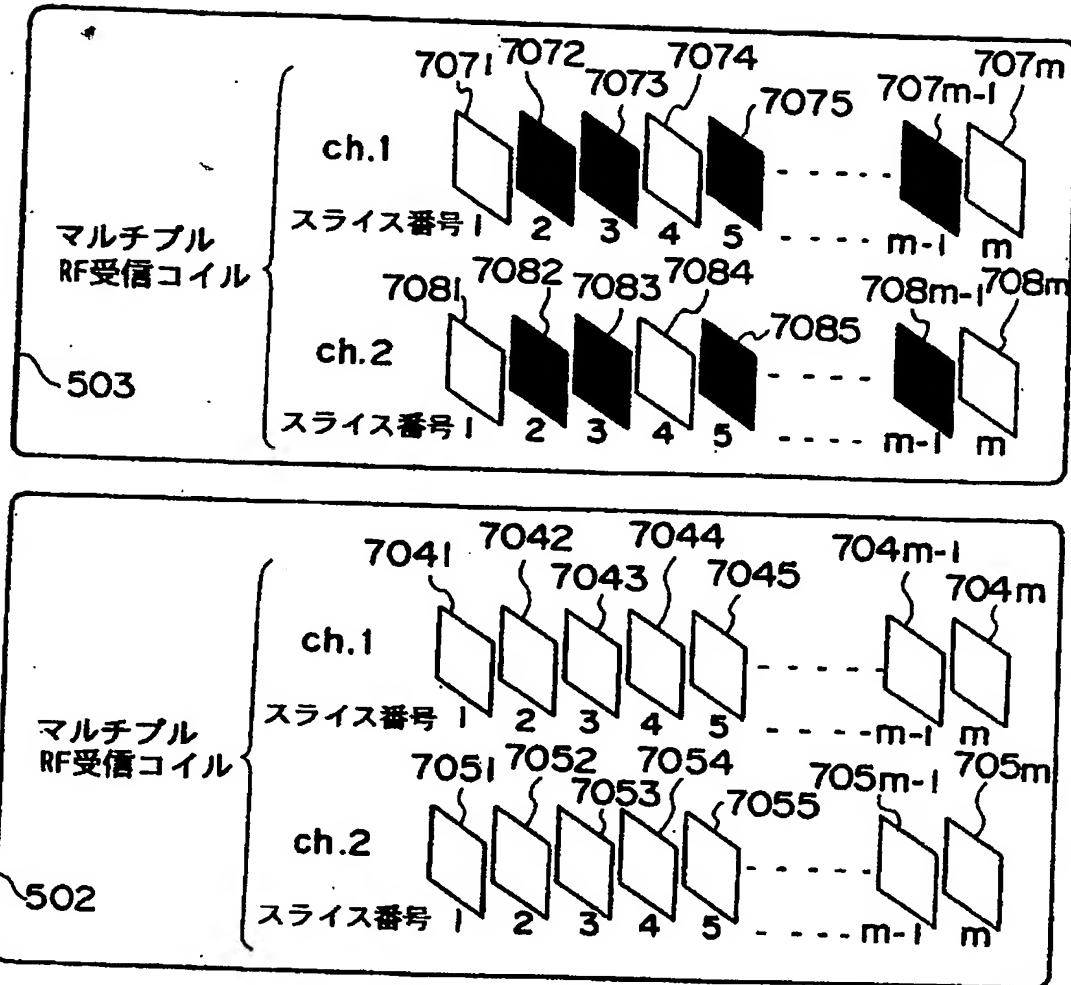
【図 7】



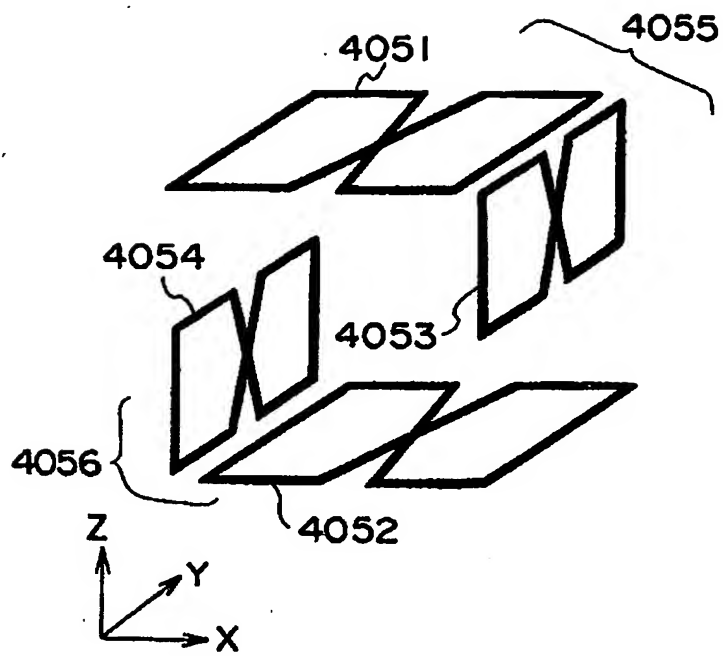
【図 8】



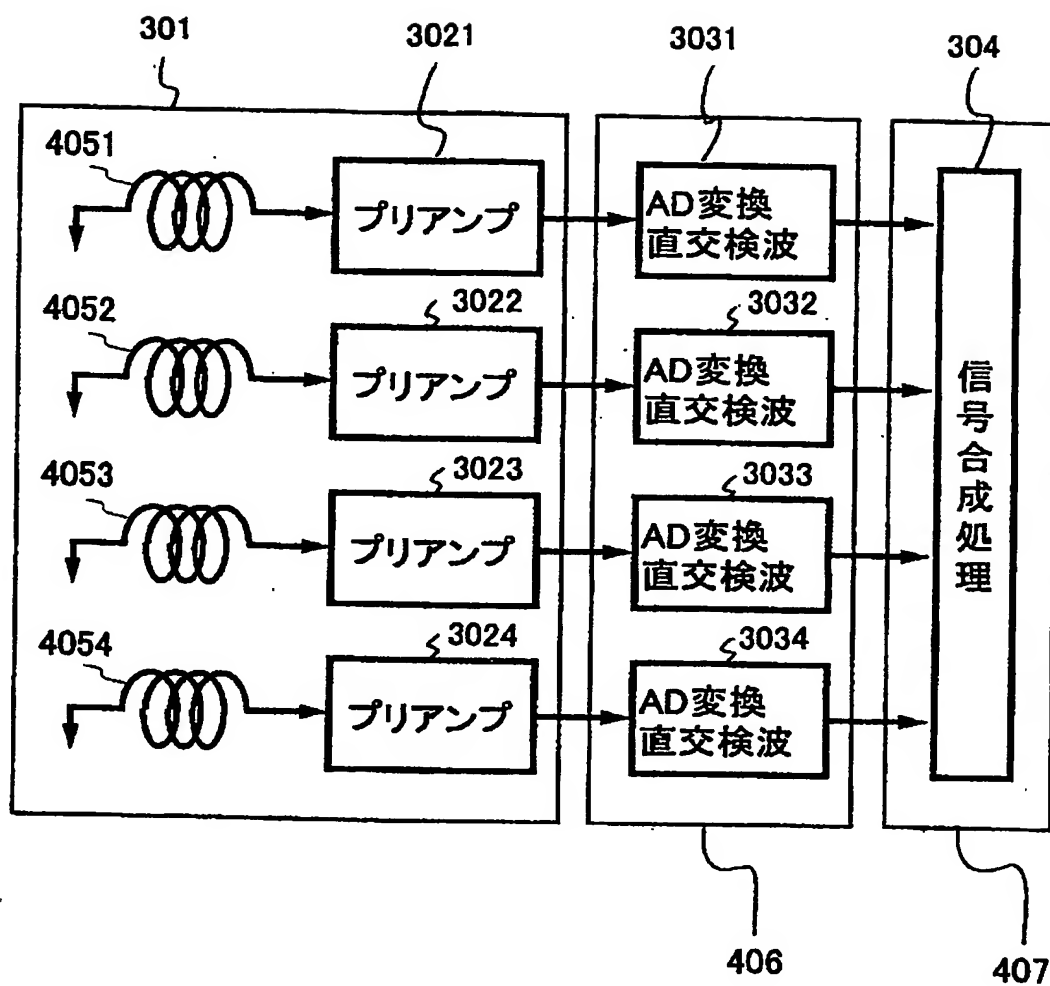
【図 9】



【図10】



【図 1 1】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 M R I 装置の撮影時間を短縮すること。

【解決手段】 マルチプル R F 受信コイル 3 0 1 と、第 1 シーケンスを実行して感度画像 7 0 1 ～ 7 0 3 を取得するとともに、第 2 シーケンスを実行して折り返し画像 7 0 4、7 0 5 を取得する制御部 4 1 1 と、感度画像 7 0 1 ～ 7 0 3 に基づいて感度分布 7 0 7、7 0 8 を生成し、折り返し画像 7 0 4、7 0 5 のスライス位置に対応する感度分布 7 0 7、7 0 8 に基づいて、折り返し画像 7 0 4、7 0 5 の折り返しを除去する信号処理部 4 0 7 とを備え、制御部 4 1 1 は、m 枚の折り返し画像 7 0 4、7 0 5 より少ない n 枚の感度画像 7 0 1 ～ 7 0 3 を取得し、信号処理部 4 0 7 は、折り返し画像 7 0 4、7 0 5 のスライス位置に対応する感度画像 7 0 1 ～ 7 0 3 が不在の場合、感度画像 7 0 1 ～ 7 0 3 をスライス補間処理 1 0 1 により生成して、折り返し画像 7 0 4、7 0 5 の折り返しを除去する M R I 装置。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000153498]

1. 変更年月日	1990年 8月10日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都千代田区内神田1丁目1番14号
氏 名	株式会社日立メディコ

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.